

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

# **Zjištění vlivu individuálních ortopedických vložek na svalovou práci při chůzi**

## **Determining the Effect of Individual Orthopedic Insoles Muscle Activity during Walking**

## Zadání bakalářské práce

Student:

**Jiří Herget**

Studijní program:

B2649 Elektrotechnika

Studijní obor:

3901R039 Biomedicínský technik

Téma:

**Zjištění vlivu individuálních ortopedických vložek na svalovou práci  
při chůzi  
Determining the Effect of Individual Orthopedic Insoles Muscle Activity  
during Walking**

Jazyk vypracování:

čeština

Zásady pro vypracování:

1. Seznámení se s problematikou biomechaniky chůze a elektromyografie.
2. Seznámení se se systémem ZEBRIS a měřicím systémem pro měření elektromyografie.
3. Návrh zprovoznění systému složeného ze systému ZEBRIS a přístroje pro snímání EMG se zajištěním časové synchronizace snímání.
4. Návrh experimentů pro měření vlivu individuálních ortopedických vložek na biomechaniku chůze a zjištění svalové práce.
5. Praktické ověření navržených experimentů, naměření dat a příprava na jejich zpracování.
6. Analýza změřených dat za účelem zjištění vlivu individuálních ortopedických vložek na svalovou práci při chůzi.
7. Zhodnocení dosažených výsledků.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] *Body Sensor Network*. Editor Guang-Zhong YANG. London (UK): Springer-Verlag, 2006. 493 s. ISBN 978-1-84628-272-0.
- [2] FRANDEN, Jacob. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Design, and Applications*. 4th edition. Springer, c2010. 589 s. ISBN 978-1441964656.
- [3] BRONZINO, Joseph D. et al. *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton(USA): CRC Press, 1995. 2896 s. ISBN 0849383463/978-0849383465.

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **doc. Ing. Martin Černý, Ph.D.**

Datum zadání: 01.09.2018

Datum odevzdání: 30.04.2019



---

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
*vedoucí katedry*

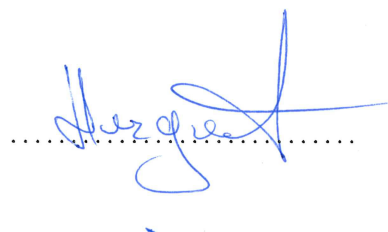


---

prof. Ing. Pavel Brandštetter, CSc.  
*děkan fakulty*

Prohlašuji, že jsem tuto bakalářskou práci vypracoval samostatně. Uvedl jsem všechny literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě 30. dubna 2019

A handwritten signature in blue ink, written over a horizontal dotted line. The signature is stylized and appears to be 'Marek' followed by a surname.

Rád bych poděkoval vedoucímu bakalářské práce doc. Ing. Martinu Černému, Ph.D. za odborné vedení, vstřícnost a trpělivost při konzultacích, ochotu a odbornou pomoc při zpracování této bakalářské práce.

Dále bych rád poděkoval Mgr. Kateřině Macháčkové, Ph.D. za odbornou konzultaci a užitečné rady pro měření.

Mé díky patří i všem dobrovolníkům, kteří mi umožnili získat zdroj dat. A v neposlední řadě také Rehabilitačnímu ústavu Hrabyně, který mi poskytl prostředí a přístroje k měření.

## **Abstrakt**

Tato práce se zaměřuje na zjištění vlivu individuálních ortotických vložek na samotnou chůzi a také svalovou práci probandů. Pomocí systému ZEBRIS proběhlo měření chůze probandů nejprve bez individuálních ortotických vložek a následně s nimi. Dále byly naměřené hodnoty porovnány. Porovnáním je myšlena analýza v programu MATLAB. Zpracování výsledků bylo provedeno jak hodnotově, tak vizualizací.

Výstupem byl výpočet svalové práce, pravolevé srovnání zapojování svalů, nalezení vrcholů a výpočet jejich posunů při chůzi s ortotickou pomůckou a bez ní.

**Klíčová slova:** Zebris, Rehawalk<sup>®</sup>, Chůze, EMG, Elektromyografie, Ortopedické Vložky

## **Abstract**

This thesis is focused on the influence of individual orthotic insoles on walking and muscle work of the probands. Using the ZEBRIS system, the gait of probands was measured first with individual orthotic insoles and afterwards without them. Furthermore, the measured values were compared. By comparison is meant an analysis in MATLAB software. The results were in terms of value and visualisation.

The output was the calculation of muscle work, right-left comparison of muscle activity, finding peaks and calculating their shifts in process of walking with and without orthotic aids.

**Key Words:** Zebris, Rehawalk<sup>®</sup>, Gait, EMG, Electromyography, Orthopedic Insoles

# Obsah

Seznam použitých zkratk a symbolů	9
Seznam obrázků	10
Seznam tabulek	11
Seznam výpisů zdrojového kódu	12
<b>1 Úvod</b>	<b>13</b>
<b>2 Biomechanika chůze</b>	<b>14</b>
2.1 Nutné předpoklady . . . . .	14
2.2 Rozbor chůze . . . . .	14
<b>3 Umístění elektrod</b>	<b>17</b>
<b>4 Elektromyografie</b>	<b>19</b>
4.1 Historie . . . . .	19
4.2 Elektromyografické elektrody . . . . .	19
<b>5 Systém Zebris Rehawalk®</b>	<b>20</b>
5.1 Export dat . . . . .	20
5.2 Výbava systému . . . . .	20
5.3 Možnosti rozšíření . . . . .	21
<b>6 Zprovoznění systému</b>	<b>22</b>
6.1 Fyzické spojení . . . . .	22
6.2 Bezdrátové spojení . . . . .	22
<b>7 Synchronizace systémů</b>	<b>23</b>
<b>8 Návrh experimentu</b>	<b>24</b>
8.1 Úvod do experimentu . . . . .	24
8.2 Nastínění fází . . . . .	24
<b>9 Návrh řešení</b>	<b>26</b>
<b>10 Probandi</b>	<b>27</b>
10.1 Kritéria . . . . .	27
10.2 Konečný výběr probandů . . . . .	27

<b>11 Software</b>	<b>28</b>
11.1 Nastavení hardwarové konfigurace . . . . .	28
11.2 Nastavení softwarové konfigurace . . . . .	28
<b>12 Měření</b>	<b>29</b>
12.1 Příprava kůže a nalepení elektrod . . . . .	29
12.2 Samotné měření . . . . .	30
<b>13 Export dat</b>	<b>32</b>
13.1 Export do CSV . . . . .	32
13.2 Export do PDF . . . . .	32
<b>14 Schéma analýzy</b>	<b>33</b>
<b>15 Použité funkce</b>	<b>34</b>
<b>16 Analýza naměřených dat</b>	<b>40</b>
16.1 Rychlost výstupu a požadavky ke spuštění . . . . .	40
16.2 Prvotní vykreslení . . . . .	40
16.3 Nalezení vrcholů . . . . .	42
16.4 Výpočet práce . . . . .	45
16.5 Pravolevé srovnání . . . . .	45
<b>17 Závěr</b>	<b>47</b>
<b>Literatura</b>	<b>49</b>



## Seznam použitých zkratek a symbolů

DAB	– Data Acquisition Box, Zařízení získávající data
Dongle	– Malé zařízení zprostředkovávající bezdrátovou komunikaci nebo redukci

## Seznam obrázků

1	Ukázka fází dvojkroku . . . . .	15
2	Vnější pohled na pravou dolní končetinu . . . . .	17
3	Vnitřní pohled na pravou dolní končetinu . . . . .	18
4	Ukázka infografiky Zebris softwaru . . . . .	20
5	Ukázka systému . . . . .	21
6	Realizace datové synchronizace . . . . .	23
7	Schéma návrhu řešení . . . . .	26
8	Přiřazení kanálů svalům . . . . .	28
9	Senzomotorická mapa - přední pohled . . . . .	30
10	Senzomotorická mapa - zadní pohled . . . . .	30
11	Schéma analýzy . . . . .	33
12	Prvotní vykreslení bez vložky . . . . .	41
13	Prvotní vykreslení s vložkou . . . . .	41
14	Vrcholy na levém m. Tibialis Anterior . . . . .	42
15	Vrcholy na pravém m. Tibialis Anterior . . . . .	43
16	Vrcholy na levém m. Fibularis Longus (Peroneus) . . . . .	43
17	Vrcholy na pravém m. Fibularis Longus (Peroneus) . . . . .	43
18	Vrcholy na levém m. Gastrocnemius Medialis . . . . .	44
19	Vrcholy na pravém m. Gastrocnemius Medialis . . . . .	44
20	Přepočet hodnot na čas . . . . .	44
21	Přepočet hodnot na délku . . . . .	44
22	Graf integrovaných hodnot . . . . .	45
23	Tabulka integrovaných hodnot . . . . .	45
24	Graf pravolevého srovnání - bez vložky . . . . .	46
25	Tabulka hodnot pravolevého srovnání - bez vložky . . . . .	46
26	Graf pravolevého srovnání - s vložkou . . . . .	46
27	Tabulka hodnot pravolevého srovnání - s vložkou . . . . .	46

## Seznam tabulek

1	Tabulka základních údajů probandů . . . . .	27
2	Tabulka kanálů a jim přiřazených svalů . . . . .	28

## Seznam výpisů zdrojového kódu

1	Načtení souborové cesty . . . . .	34
2	Načtení samotného souboru . . . . .	34
3	Přiřazení dat ze struktury . . . . .	34
4	Načtení dat pro přepočet posunů . . . . .	34
5	Definice vlastní barvy . . . . .	34
6	Dělení dat na poloviny . . . . .	34
7	Výpočet střední hodnoty . . . . .	34
8	Vyhledání první maximální nedescendetní hodnoty, tj. vrcholu . . . . .	35
9	Výpočet vzdálenostního posunu mezi vrcholy . . . . .	35
10	Vytvoření vektoru spojujícího vrcholy . . . . .	35
11	Příkazy pro vytvoření spojnice mezi vrcholy v grafu s popiskem . . . . .	35
12	Vytvoření složené proměnné pro anotaci . . . . .	35
13	Vytvoření anotace - výpis hodnoty posunu . . . . .	36
14	Prealokace iteračně měnících se proměnných . . . . .	36
15	Vytvoření hodnot pro zobrazení plochy mezi křivkami . . . . .	36
16	Zobrazení plochy mezi křivkami . . . . .	36
17	Integrace plochy pod křivkou obálky signálu . . . . .	36
18	Vytvoření kategorické proměnné pro sloupcový multigraf . . . . .	37
19	Vytvoření sloupcového multigrafu a přiřazení barev . . . . .	37
20	Částečná inverze dat . . . . .	37
21	Funkce vyhledávající vrcholy nad určenou minimální hodnotou . . . . .	37
22	Vykreslení a enumerace vrcholů v grafu . . . . .	37
23	Funkce pro přípravu dat do tabulky . . . . .	38
24	Zobrazení tabulky . . . . .	39
25	Extrakce parametrů pro přepočet posunu na čas a vzdálenost . . . . .	39
26	Výpočet střední hodnoty pro dvoukrok . . . . .	39
27	Přepočet hodnot posunu na čas a vzdálenost . . . . .	39
28	Výstup do PNG . . . . .	39
29	Výstup do PDF . . . . .	39

# 1 Úvod

Člověk vzpřímený (*Homo erectus*) žil před 1,8 miliony až asi 143-50 tisíci lety v Africe, Asii a Evropě. Vzpřímená chůze již byla stejná jako u současného člověka.

Chůze je druh pohybu, který je mechanický. Schopnost člověka chodit je dána jeho vývojem. Rychlost chůze je závislá na zdravotním stavu člověka, na jeho motivaci, terénu, ve kterém se pohybuje, a na dalších okolnostech, které ho ovlivňují. Rychlost chůze normálního zdravého člověka je kolem 4 km za hodinu.

Chůze je pro člověka velmi důležitá, protože mu umožňuje přemístění z bodu A do bodu B. Schopnost lidí se pohybovat chůzí je závislá také na schopnosti udržení přímého směru chůze, stabilitě těžiště apod.

Chůze jako taková je pro zdravého člověka nejpřirozenější pohyb. Pokud je chůze člověku znemožněna okolními vlivy, případně jeho zdravotním stavem, pak člověk vykazuje známky strádání, které mohou být jen dočasné, ale i trvalé. Současná medicína má mnohé možnosti, jak člověku navrátit jeho přirozený pohyb – chůzi. Zde je také důležitá kvalita chůze. Tu např. zajišťují speciálně, na míru vytvořené ortopedické pomůcky. Jednou z těchto pomůcek jsou vložky do bot, které umožňují kvalitnější chůzi, případně zabraňují přetěžování některých svalů apod.

Tato práce se zabývá srovnáním naměřených hodnot, z polyelektromyografického modulu synchronizovaného s chůzním trenažérem Zebris Rehawalk<sup>®</sup>, při chůzi u sledovaných subjektů. A to bez ortopedické pomůcky a následně s ní. Tato analýza byla vytvořena ve verzi R2018a softwaru MATLAB.

## 2 Biomechanika chůze

Dovednost a schopnost pohybu je nazývána lokomocí. Pohyb v prostoru, tj. z jednoho místa na jiné místo pomocí osobní svalové činnosti, je např. chůze, plazení, lezení.

Podmínky této dovednosti a schopnosti jsou:

1. Souvislé generování pohybu nutného k přemístění v prostoru
2. Udržení dynamické stability během pohybu těla vpřed
3. Schopnost přizpůsobit se změnám prostředí nebo jiným souběžným požadavkům
4. Iniciace a terminace lokomočních dějů, např. skoky z pařezu na pařez.

### 2.1 Nutné předpoklady chůze

Pro chůzi jsou nutné určité předpoklady, mezi něž patří:

- Rovnováha je schopnost zaujmout vertikální postavení a udržovat ji
- Pohyb je schopnost zahájit a udržovat rytmický krokový mechanismus, což předpokládá intaktní kostní tkáň, dobře fungující klouby a adekvátní svalovou sílu. Svalový tonus musí být dostačující k překonání gravitace, ale na druhé straně musí dovolit provedení pohybu. Následná inervace svalů umožňuje odstupňovanou souhru mezi přímou a protilehlou silou nutnou pro vykonání pohybu.

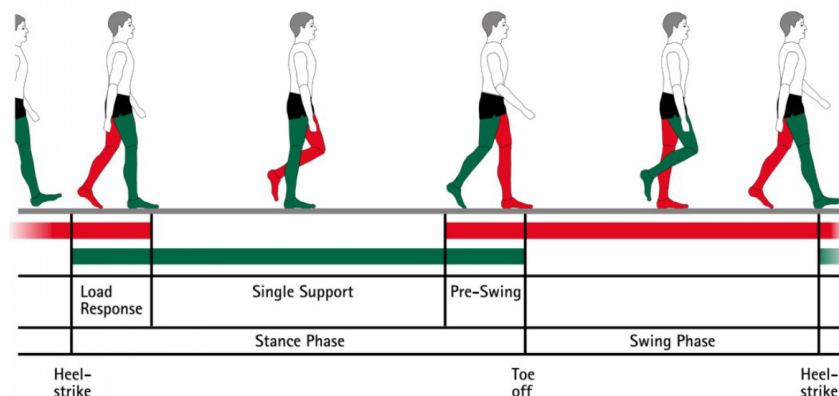
### 2.2 Chůze

Chůze je způsob pohybu těla z jednoho místa na druhé. Při chůzi musí být zajištěno, že jde o střídavé a opakující se výměny polohy nohou, tedy dolních končetin. Další nezbytnou podmínkou, že alespoň jedno chodidlo zůstává v kontaktu s podložkou.

Chůze je v podstatě řízený pád, ve kterém tělo padá vpřed z pozice stabilní, kterou zajišťuje dolní končetinou, na které stojíme, na druhou končetinu. Je charakterizována střídavým zatěžováním a nezatěžováním dolních končetin ve spojitosti se svalově kontrolovanými pohyby. Tímto každá končetina samostatně vykonává pohyb, který následně tělo posunuje vpřed a u toho taky udržuje stabilitu těla v souvislosti s jeho těžištěm.

#### 2.2.1 Složení chůze

Chůze se skládá ze dvou kroků, což je nazýváno dvojkrokem. Dvojkrok se skládá ze dvou základních fází. Je zahájen dopadem jednoho chodidla na podložku a končí opětovným dopadem toho samého chodidla. Krokový cyklus je tedy charakterizován jako časový interval, během kterého je kompletní jedno pořadí pravidelně se opakujících sledů tohoto děje. Jde o stojnou a švihovou fázi.



Obrázek 1: Ukázka fází dvojkroku [4]

Obrázek 1 zobrazuje fáze dvojkroku, respektive fáze kroku pro levou a pravou dolní končetinu, jež poté vytvoří onen dvoukrok.

Následující rozdělení kroku je dle Vaughana:[5]

1. úder paty – „heel strike“
2. kontakt nohy – „foot flat“
3. střed stojné fáze – „midstance“
4. odvinutí paty – „heel off“
5. odraz palce – „toe off“
6. zrychlení – „acceleration“
7. střed švihové fáze – „midswing“
8. zpomalení – „deceleration“

Stojná fáze zaujímá cca 60 % a švihová fáze 40 % celkového času. Pokud se rychlost zvyšuje, pak je švihová fáze prodloužena a stojná fáze se zkracuje. Dle obecně přijímaných tezí pak:

- Stojná fáze:

Ve chvíli počátečního kontaktu se zapojují nejvíce m. tibialis anterior, m. gluteus maximus, m. biceps femoris, m. semitendinosus a m. semimembranosus. Jejich hlavním úkolem je správná pozice chodidla pro začátek kroku a také dokončení fáze zpomalení.[5]

Při reakci na zatížení vyvíjí největší aktivitu m. quadriceps femoris, m. gluteus medius a mm. gastrocnemii, které zajišťují správné převzetí váhy zčásti stabilizují pánev a zcela ukončují zpomalení.

- Švihová fáze:

V počátečním švihu se zapojují hlavně m. tibialis anterior, m. iliopsoas a m. rectus femoris, jejichž úkolem je uvolnění chodidla z podložky a změna tempa. Během středu švihové fáze se uplatňuje m. tibialis anterior, který udržuje chodidlo nad podložkou.

Konečný švih je charakterizován zpomalením, přípravou na kontakt s podložkou a správnou pozici chodidla do dalšího kroku, což zajišťují m. semitendinosus, m. biceps femoris, m. semimembranosus, m. tibialis anterior a m. quadriceps femoris.[5]

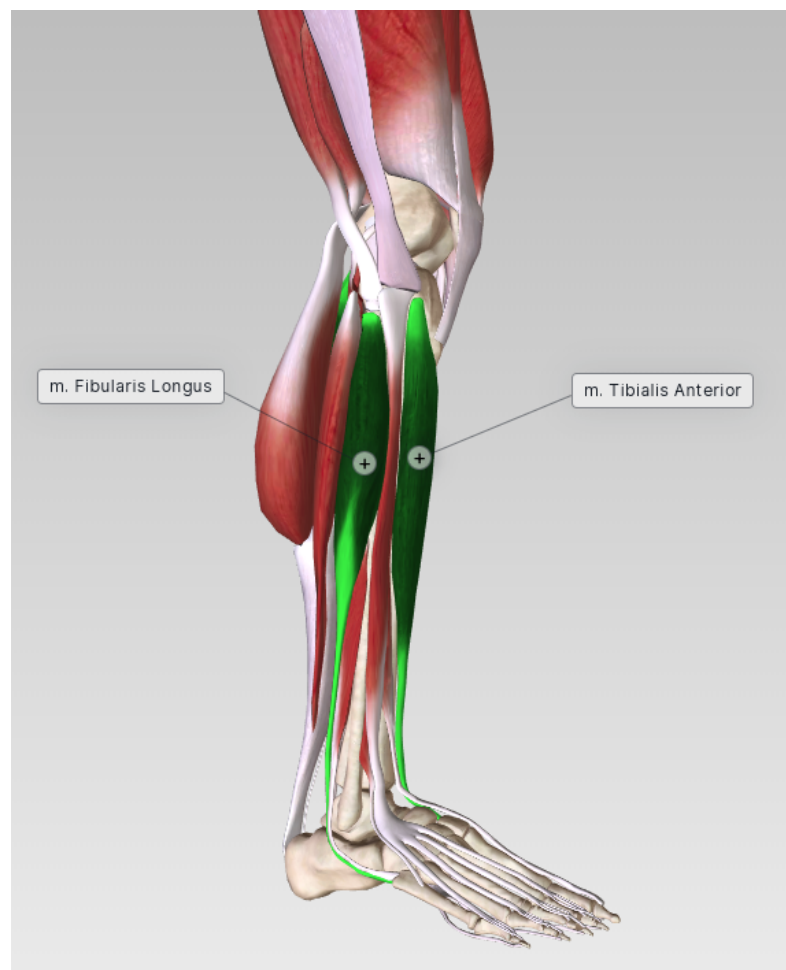


### 3 Umístění elektrod

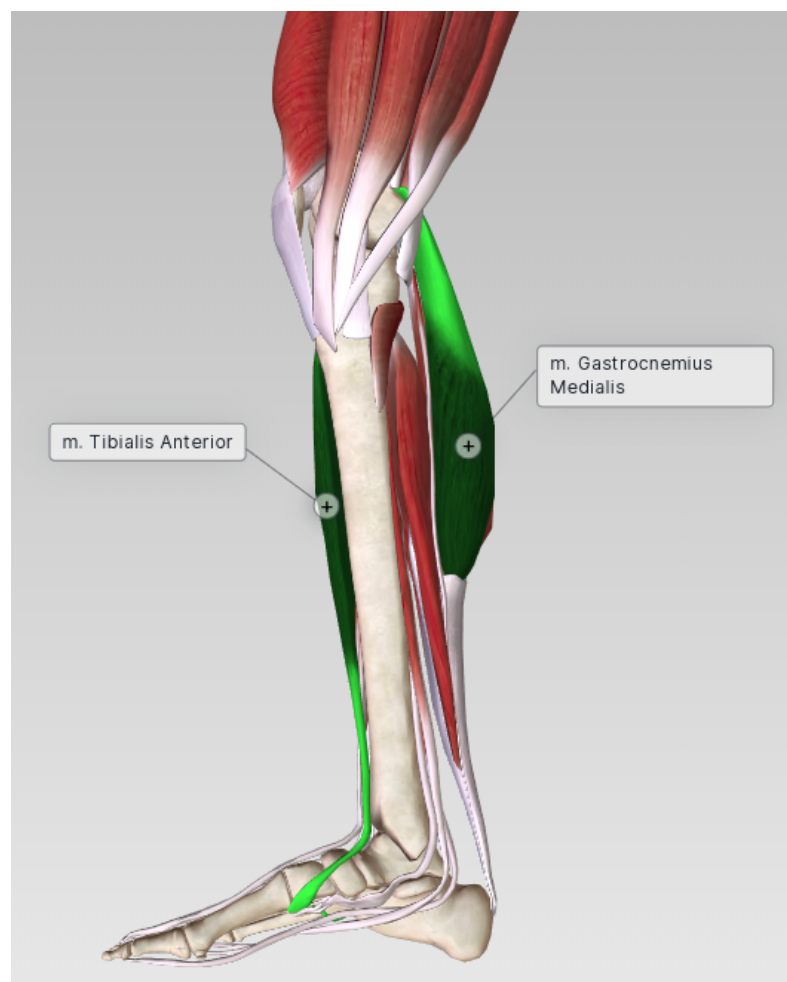
Ke správnému zvolení míst, respektive svalů, pro nalepení elektrod je nutné zjistit, které svaly či svalové skupiny se zapojují, jinak řečeno aktivují, a kdy, respektive v které části kroku. Toto je ve větším detailu popsáno v předchozí kapitole, tj. 2 Biomechanika chůze.

Následující obrázky (2, 3) zobrazují pravou dolní končetinu a označují svaly, kteréžto jsou využity pro měření, jinak řečeno ty, na nichž jsou nalepeny elektrody, a na kterýchžto je vykonáváno elektromyografické měření. Svaly, které byly vybrány jsou tyto:

- m. Tibialis Anterior
- m. Fibularis Longus (Peroneus)
- m. Gastrocnemius Medialis



Obrázek 2: Vnější pohled na pravou dolní končetinu [3]



Obrázek 3: Vnitřní pohled na pravou dolní končetinu [3]

## 4 Elektromyografie

Elektromyografie (EMG) studuje funkci kosterního svalstva tím, že vyšetřuje elektrické biosignály. Tyto signály ze svalů vycházejí při sledované svalové aktivitě.

EMG se používá pro diagnostiku neurosvalových onemocnění a poškození a poruchy kontroly pohybového aparátu. EMG signálů se využívá pro tvorbu protetických náhrad jako například ruky či nohy, případně ortopedických pomůcek – jako např. vložky do bot pro usnadnění chůze.

### 4.1 Historie

Historicky byl zaznamenán zájem o studium svalových akcí na přelomu 15. a 16. století, kde se o tyto jevy zajímal např. Leonardo da Vinci.

Vztah mezi elektřinou a svalovou kontrakcí poprvé pozoroval Luigi Galvani v r. 1791, který se proslavil především pokusy se živočišnou elektřinou. Během času měl velké množství následovníků.

Rychlý rozmach klinické myografie však přineslo až použití jehlové elektrody na začátku minulého století. Toto poprvé v historii umožnilo sledování aktivity, spojené s činností jednotlivých svalových vláken (či malých skupin svalových vláken). Využití elektromyografických jehel se pak zdokonalilo v průběhu 50. a 60. let minulého století.

### 4.2 Elektromyografické elektrody

Elektromyografie se obvykle provádí za současného stimulování nervů, případně svalových vláken. Lze ji provádět invazivně a neinvazivně.

K tomu je možné použít povrchové (neinvazivní) nebo podpovrchové elektrody (invazivní).

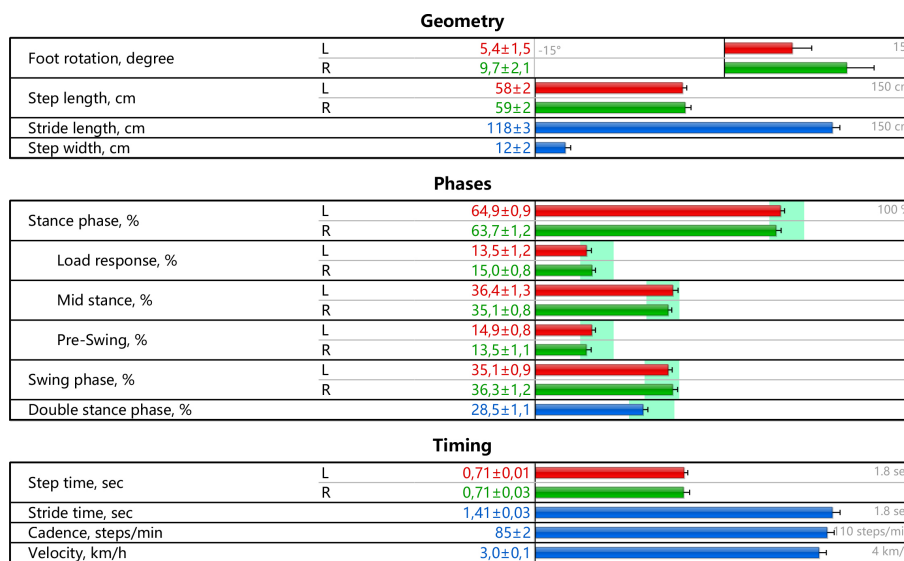
- Povrchové elektrody jsou tzv. multielektrody - strips, grids. Strips je silikonový pásek s kontaktními ploškami elektrod v řadě za sebou. Grid je dvourozměrné pole s ploškami elektrod (často tvořenými Ag/AgCl kuličkami umístěných v matici) na silikonové podložce. Gridy slouží k mapování rozložení potenciálů vznikajících ve svalech. V případě neinvazivního měření na povrchu kůže zaznamenáváme signál vzniklý činností velkého množství motorických jednotek. Signál dosahuje špičkové hodnoty do 10 mV.
- Podpovrchové elektrody Jehlové elektrody bipolární či multipolární, případně tenký drátek či svazek drátků. Bipolární elektroda je složena z duté jehly, jejímž středem prochází izolovaný vodič, který před hrotem jehly vychází na povrch její stěnou.

## 5 Systém Zebris Rehawalk®

Systém Rehawalk® od německé firmy Zebris Medical GmbH je systém vhodný pro objektivní analýzu a terapii poruch chůze. Základem tohoto systému je běžecký pás, který je doplněn o tlakové senzory zabudované pod pásem a umožňující tak analýzu parametrů cyklu chůze. Tyto parametry jsou například fáze kroku v cyklu chůze, šířka a délka kroku, analýza rozložení sil na ploškách chodidel a také jejich postavení, což zahrnuje i rotaci. Je možný výpočet lokace těžiště a butterfly diagram. Proces měření je možno sledovat v reálném čase na obrazovce PC nebo laptopu, na kterém je spuštěn software. Tento software je součástí systému firmy Zebris Medical GmbH.

### 5.1 Export dat

Zebris software není využíván jen ke sledování měření, ale také se dále stará o zpracování dat a následném vyhodnocení na konci měření, kdy je možno si nechat data exportovat do různých formátů. Jeden z těchto formátů je i export do PDF, kdy systém vytvoří PDF dokument s kompletním vyhodnocením měření. Tento výstup (Obrázek 4) je velmi výhodný zejména pro zdravotnickou obsluhu tohoto zařízení, protože obsahuje přehlednou infografiku.



Obrázek 4: Ukázka infografiky vytvořené Zebris softwarem a exportované do PDF

### 5.2 Výbava systému

Systém v plné výbavě zahrnuje projektor, který je zejména využíván v terapii, pro promítání návodných relativně ideálních kroků na pás. Tato možnost navádí pacienta a udává mu, kam by

měl vést svůj další krok ke korekci své chůze. Takto promítané kroky jsou již ideální korekcí. Tzn. že jsou změněny parametry délky, šířky, rotace apod.

Dále systém obsahuje velkou obrazovku, která se využívá v analytické, diagnostické i v terapeutické části. V diagnostické části je používána jako zpětná vazba pro pacienta. V terapeutické části slouží obrazovka pro zvýšení motivace. Systém má dedikovanou dotykovou obrazovku pro nastavení režimu pásu, tímto je myšleno nastavení rychlosti, sklonu apod.

### 5.3 Možnosti rozšíření

Systém je možno rozšířit o kamerový systém pro záznam měření a následné zpětné pozorování, nebo s využitím výpočetního modulu nechat systém vypočíst úhly v kloubech. Dále je možné systém rozšířit osmikanálovým EMG modulem s bezdrátovým přenosem do systému. Všechny tyto komponenty jsou plně vzájemně synchronizovány pro jak diagnostickou, tak terapeutickou část.

Součástí systému je také nájezdová rampa pro pacienty na vozíčku, nastavitelné zábradlí pro možnou oporu pacienta nebo také sedátka pro terapeuty pomáhající pacientům.

Bezpečnost pacienta s narušenou stabilitou nebo neschopností plné zátěže dolních končetin je zajištěna pomocí podpůrného systému pro odlehčení pacientovy tělesné váhy. (Obrázek 5)



Obrázek 5: Ukázka skoro plně vybaveného systému [2]

## 6 Zprovoznění spojení EMG modulu a Zebris softwaru

Propojení EMG modulu a Zebris softwaru je možno realizovat dvěma způsoby. EMG modulem je myšleno zařízení pro akvizici dat (z ang. DAB – Data Acquisition Box). Napájení modulu je realizováno bateriově, respektive 4x typ AAA, LR03, 1,5 V.[1]

### 6.1 Fyzické spojení

První způsob spočívá v propojení modulu a počítače pomocí USB adaptéru. Jak už indikuje předchozí věta, jde o spojení, jež je realizováno přes adaptér, kterýžto je na jednom konci fyzicky připojen k počítači pomocí rozhraní USB a na druhém konci je, taktéž fyzicky, spojen s modulem. Při tomto způsobu propojení je bezdrátový přenos, přes Bluetooth, automaticky vypnut na samotném akvizičním zařízení. USB adaptér je napájen pomocí samotného rozhraní z počítače.

### 6.2 Bezdrátové spojení

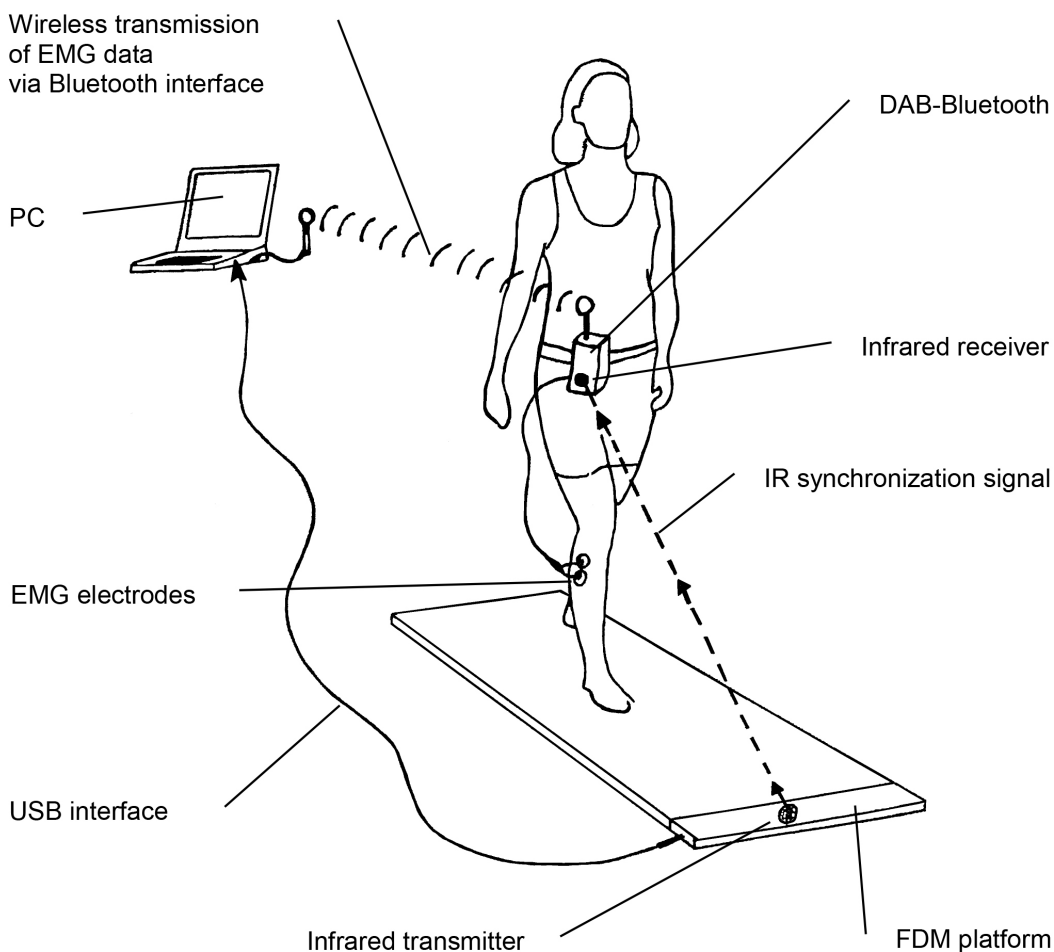
Druhý způsob spočívá v bezdrátovém spojení modulu a počítače pomocí Bluetooth rozhraní. Samotný modul má v sobě bezdrátový vysílač Bluetooth, a s počítačem je spojen pomocí Bluetooth přijímacího adaptéru, jež je už přímo spojen s počítačem pomocí USB. Tento adaptér je možno si představit jako „dongle“ používaný ke spojení bezdrátových periférií s počítačem.

Pro oba způsoby je nutné nejprve nainstalovat Zebris software, poté ovladače a až jako poslední krok připojit periferie. Periferiemi je v tomto případě myšleno Bluetooth-DAB (data akviziční zařízení) a také například platforma Zebris Rehawalk<sup>®</sup>, kamery s integrovaným osvětlením SYNCLightCam apod.[1]

## 7 Synchronizace EMG modulu a Zebris softwaru

Časová synchronizace dat EMG modulu, platformy a Zebris softwaru je realizována infračerveným rozhraním. Datová synchronizace je prováděna automaticky při detekci jiného Zebris zařízení infračerveným rozhraním. Z důvodu, že je tato funkce již integrována výrobcem, není nutné zabývat se realizací synchronizace, a proto se můžeme zaměřit přímo na ověření funkčnosti.

Na obrázku 6 vidíme realizaci synchronizace od výrobce. DAB má v sobě zabudovaný infračervený přijímač, platforma (na obrázku je vyobrazena jako stacionární platforma, tím je myšleno, že subjekt, jež je měřen, se pohybuje v prostoru a nikoliv na místě jakožto je u běžeckého pásu, kterýžto je základem Zebris Rehawalk®) má v sobě zabudovaný infračervený vysílač. K realizaci této práce je využito pohyblivé platformy Zebris Rehawalk®, proto je vysílač jako přídatné samostatné zařízení připevněno po straně platformy. Dále na obrázku můžeme vidět již zmíněný „dongle“ jež je připojen k počítači a zajišťuje bezdrátovou komunikaci.



Obrázek 6: Realizace datové synchronizace [1]

## 8 Návrh experimentů pro měření vlivu individuálních ortopedických vložek na biomechaniku chůze a zjištění svalové práce

V této části bude rozpracován návrh experimentu měření, který je zaměřen na zjištění diferencí v biomechanice chůze a zároveň na zjištění diferencí svalové práce u subjektů, respektive figurantů, jež byli přizváni ke spolupráci na této bakalářské práci z důvodu vlastnictví individuálních ortopedických vložek, jež jsou nezbytnou součástí tohoto experimentu.

### 8.1 Úvod do experimentu

Naměření hodnot bude probíhat pomocí systému Zebris Rehawalk® platformy, respektive běžec-kého trenažéru, jež je opatřen rozsáhlou maticí tlakových senzorů, pomocí nichž budeme sledovat tlaky vyvíjené ploskou nohy subjektu na pás v průběhu chůze či stání na místě, a elektromyografického modulu, jehož elektrody budou nalepeny na předem určených bodech, jež byly zjištěny z rozboru svalové činnosti svalů při chůzi a také pomocí nápoředné mapy, kterážto je součástí programu Zebris. Tato mapa zobrazuje ideální body k nalepení elektrod pro měření elektromyografie na 2D anatomickém svalovém modelu člověka, jež se zobrazí při konfiguraci měření, respektive při alokování kanálu k popiskům. Tento krok je velmi důležitý, jelikož kdyby alokace kanálu k popiskům nebyla provedena, tak je velmi obtížné ve výstupní zprávě zjistit, která data připadají, kterému kanálu, což by velmi ztížilo, ne-li absolutně znemožnilo, jakoukoliv analýzu.

### 8.2 Nastínění fází

Experiment, respektive měření je rozděleno do dvou hlavních částí. První měření pro akvizici referenčních hodnot a druhé měření pro akvizici změřených dat z důvodu přidání individuálních ortopedických vložek. Před těmito měřeními bylo nutno provést předakviziciční přípravy. Tyto přípravy zahrnovaly zjištění rychlosti chůze, s níž je subjekt spokojen a je to jeho přirozená rychlost chůze. Kdyby byla subjektu vnucena příliš pomalá anebo naopak příliš rychlá chůze, tak by se subjekt musel nutit do jiné než přirozené rychlosti, což by bylo zaprvé velmi nepříjemné pro subjekt a zadruhé by to ovlivnilo naměřená data. Všechny části jsou více popsány dále v této kapitole.

#### 8.2.1 Předakviziciční fáze

V této fázi je nutné zjistit přirozenou rychlost chůze, s níž je subjekt spokojen. Toto probíhalo metodou postupného zvyšování rychlosti pásu, až do chvíle, kdy se bude subjekt cítit jako kdyby se procházel vlastním tempem. Po zvýšení rychlosti je potřeba vždy chvíli počkat. Toto se musí provést z důvodu, že pás zrychluje postupně, za určitý čas. Po zjištění optimální rychlosti můžeme pokračovat na samotné měření.



### **8.2.2 Naměření referenčních hodnot**

Naměření referenčních hodnot bylo realizováno tak, že byly naměřeny hodnoty tlaků na platformu a svalovou práci probanda bez individuálních ortopedických vložek. Tato část nám poskytla výchozí hodnoty, jež byly, jak už bylo uvedeno, referenční.

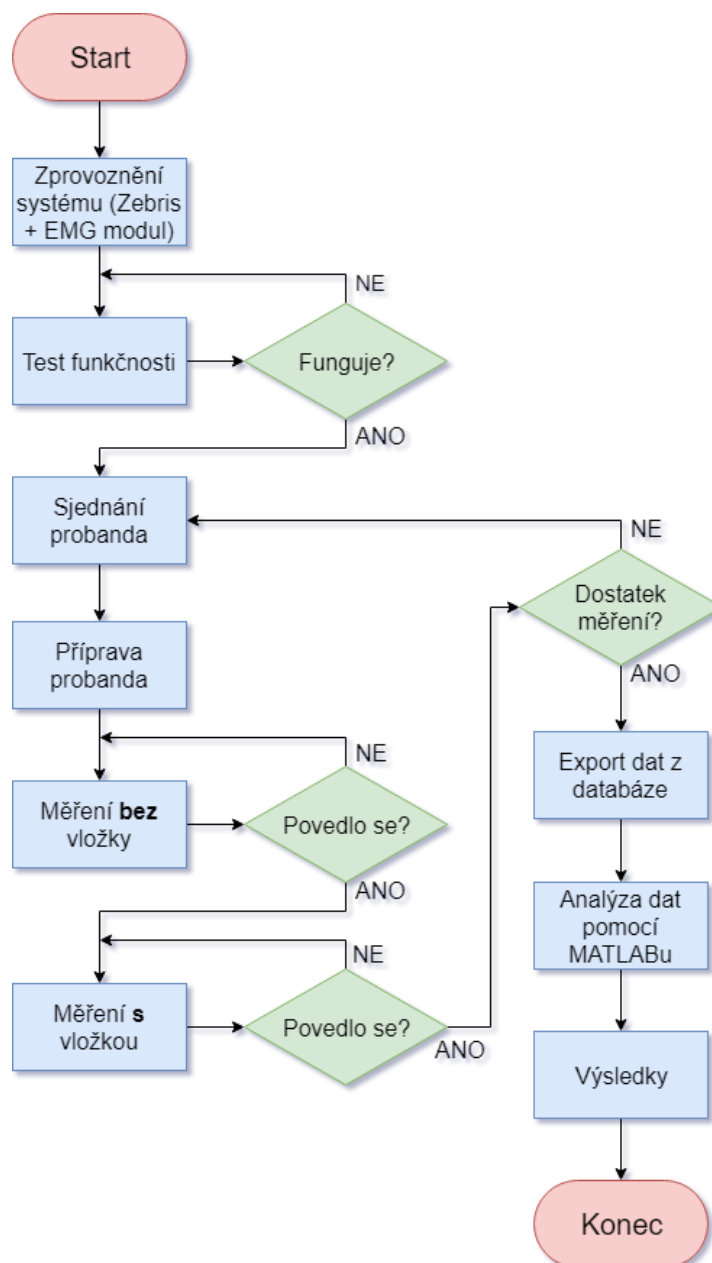
### **8.2.3 Naměření změněných hodnot**

Naměření změněných hodnot bylo realizováno tak, že byly naměřeny hodnoty tlaků na platformu a svalovou práci subjektu stejně jako v předchozí fázi, kdy byly získávány referenční hodnoty, až na změnu hlavní proměnné, respektive přidání individuálních ortopedických vložek. V této části byly získány hodnoty, jež byly porovnávány s výchozími, respektive referenčními.

## 9 Návrh řešení

Na obrázku níže (Obrázek 7) je zobrazeno schéma návrhu řešení praktické části této práce.

Zprovoznění systému, sestávajícího se ze stávajícího stavu, tj. Zebris Rehawalk<sup>®</sup>, a EMG modulu, spolu s testem funkčnosti, bylo provedeno zaškoleným pracovníkem, respektive technikem, který byl zajištěn českým distributorem produktů firmy Zebris, a proto tento krok nebude dále v práci rozvíjen.



Obrázek 7: Schéma návrhu řešení praktické části této práce

## 10 Probandi

Prvním krokem řešení praktické části této práce bylo sjednání probandů. Tento krok vyžadoval sepsání předem stanovených kritérií, na základě kterých bylo poté rozhodováno, zdali pacienta, jenž byl veden v databázi RÚ Hrabyně, přizvat jako probanda pro měření v této práci, či ho vyřadit z potenciálních probandů pro nesplnění části nebo všech kritérií pro výběr.

### 10.1 Kritéria

Kritéria byla sepsána s jasnou vizí požadavků na základě zkušeností, jež byly nabyty průzkumem studií, u nichž byla nutnost akvizice probandů k řešení práce. Kritéria byla následovná:

- Zdravotní stav pacienta
- Vlastnění či ochota pořízení si individuálních ortotických vložek
- Ochota spolupráce
- Časová dostupnost probanda

### 10.2 Konečný výběr probandů

Přes síto nastavených kritérií prošli do konečné fáze, tj. objednání k měření, celkem čtyři probandi. Níže v tabulce (Tab. 1) jsou rozepsány základní údaje o probandech, tj. rok narození a pohlaví. Číslování probandů je přímo úměrné pořadí, ve kterém byla měření realizována.

Tabulka 1: Tabulka základních údajů probandů

Proband	Pohlaví	Rok narození
Proband 1	žena	2003
Proband 2	muž	1971
Proband 3	žena	1969
Proband 4	žena	1995

## 11 Software

Před samotným měřením bylo nutné provést nastavení různých komponent v softwaru dodávajícího se systémem Zebris, tímto je myšlen software pro analýzu a komunikaci s tenzometrickou platformou Zebris Rehawalk® a ostatními doplňujícími komponenty.

### 11.1 Nastavení hardwarové konfigurace

Nejprve bylo nutné nastavit hardwarovou konfiguraci na správnou předem technikem definovanou soustavu. Tato soustava se sestávala z tenzometrické platformy Zebris Rehawalk®, dvou SYNCLightCam modulů, což jsou kamery s vestavěným LED osvětlením, a zprovozněním tzv. DAB modulu, respektive elektromyografického (EMG) modulu.

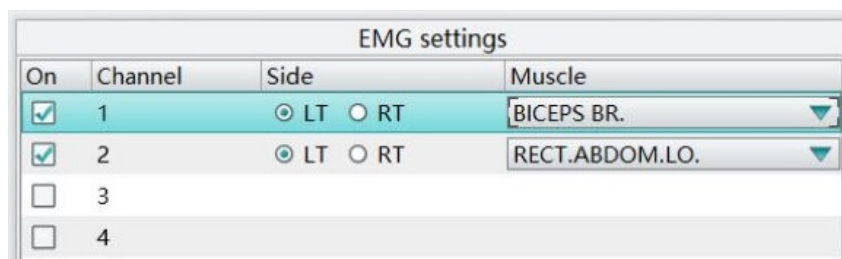
### 11.2 Nastavení softwarové konfigurace

Po zvolení správné konfigurace bylo nutné přiřadit v softwaru svaly ke kanálům. Tento krok je prováděn za účelem lepšího rozeznání jednotlivých kanálů, respektive svalů ve výstupní zprávě. Zpráva slouží jako grafické zobrazení pro zdravotnický personál obsluhující tento software, respektive systém. Pokud by tento krok nebyl splněn, bylo by velmi těžké až nemožné, rozeznat od sebe jednotlivé svaly. Kanály a svaly byly přiřazeny následovně (Tab. 2)

Tabulka 2: Tabulka kanálů a jim přiřazených svalů

Kanál	Strana	Sval
1. Kanál	Levá	m. Tibialis Anterior
2. Kanál	Pravá	m. Tibialis Anterior
3. Kanál	Levá	m. Fibularis Longus (Peroneus)
4. Kanál	Pravá	m. Fibularis Longus (Peroneus)
5. Kanál	Levá	m. Gastrocnemius Medialis
6. Kanál	Pravá	m. Gastrocnemius Medialis

U každého měření, byla dodržována toto interně stanovené přiřazení, a to z důvodu následné analýzy pomocí programu MATLAB. Dále toto přiřazení značně zvyšuje přehlednost.



Obrázek 8: Přiřazení kanálů svalům (ilustrační snímek) [4]

## 12 Měření

Dalším krokem v sekvenci řešení této práce bylo samotné měření. K tomuto kroku došlo po předešlých přípravách, kteréžto zahrnovaly sjednání probandů a poté také nastavení softwaru.

Před samotným měřením ovšem byl potřeba udělat ještě jeden podstatný krok, tj. nalepení elektrod. Aby bylo možné nalepit elektrody na probanda, bylo nutné nejprve pokožku náležitě ošetřit. Tímto je myšlena standardní příprava kůže pro optimální adhezi a impedanci elektrod. Elektrody, jež byly využity, byly k dispozici již na místě, v RÚ Hrabyně, a jednalo se o jednorázové bipolární elektrody FiaB F3010. V následující podsekcí si blíže upřesníme postup přípravy pokožky, jež byl zmíněn výše, a také zmíníme pozici nalepení elektrod.

### 12.1 Příprava kůže a nalepení elektrod

Kvalita elektromyografického signálu silně závisí na kvalitě přípravy pokožky, proto je tento krok velmi důležité zmínit a náležitě popsat. Pro zajištění optimální adheze a impedance elektrod byla využita část postupu, jež je popsána v odborné publikaci „ABC of EMG“ [6]. Tento postup se sestává z hlavních kroků, které budou vyjmenovány níže a také si následně rozebrány důvody, postup a využití prostředky.

#### 1. Oholení míst

Prvním krokem k úspěšnému a správnému nalepení elektrod je observace místa a okolí, kam je přibližně plánováno umístit elektrody. Pokud místo, či jeho okolí vykazuje tendenci ochlupení, ať nízkou či vysokou, je vždy nutno místo oholit pro zajištění optimální adheze elektrod a následnému správnému přenosu elektromyografického signálu, poněvadž ochlupení vysoce snižuje tyto vyjmenované schopnosti.

#### 2. Ošetření míst pomocí ethanolu

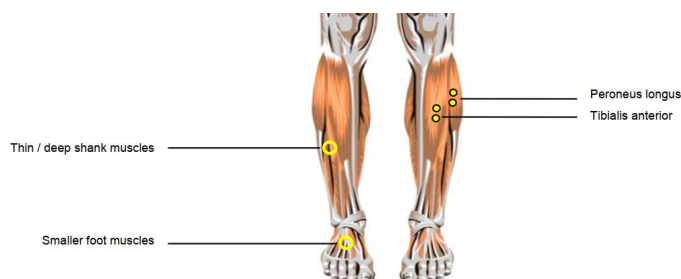
Druhým krokem je ošetření míst látkou s desinfekčními účinky. Tento krok je nutný z důvodu desinfekce místa po oholení ochlupení, jelikož jsme provedli mírnou abrazi pokožky, a také z hlavního důvodu, a to odmaštění pokožky. Nejlépe je pro tento krok použít vysokoprocentní alkohol. Proto bylo využito 60% ethanolu. Tato látka splňuje požadavky jak desinfekce, tak odmaštění. Ethanol byl také využit pro jeho vlastnost rychlého bezzbytkového odpařování. Tato látka nezanechává žádný povlak na kůži, narušil například od jódových desinfekcí. Povlak totiž může zapříčinit interferenci při signálovém přenosu.

#### 3. Nalepení elektrod

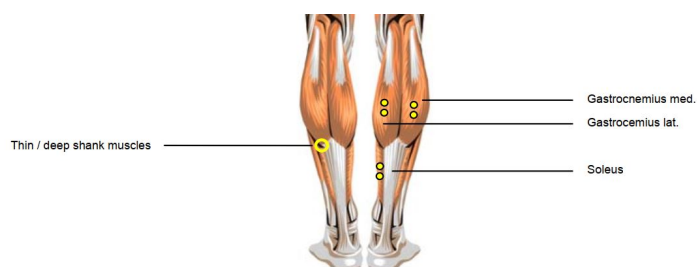
Třetím krokem je samotné nalepení elektrod. Místa, respektive svaly, které byly vybrány, mají dané senzomotorické body vhodné pro měření. V těchto bodech je možno dosáhnout v měření optimálních výsledků. Senzomotorické body byly vyhledány jak vizuálně, podle znalostní mapy senzomotorických bodů (viz. 9, 10), tak palpačně.

#### 4. Vyčkání pro ustálení impedance

Konečným krokem je vyčkání na ustálení impedance. Pokud bylo ošetření míst správně provedeno, tak je možné pozorovat světle červenou pokožku, což značí dobrý impedanční stav. Obvykle je dobré počkat alespoň 5 minut pro ustálení impedance, respektive docílení stabilních elektrických podmínek. V první minutě je možný pokles impedance až přes 50 %. Toto je zapříčiněno chemickými změnami v pokožce.



Obrázek 9: Senzomotorická mapa - přední pohled [6]



Obrázek 10: Senzomotorická mapa - zadní pohled [6]

## 12.2 Samotné měření

Samotné měření bylo realizováno s pomocí standardního postupu vyšetřování, jež je na tomto diagnosticko-terapeutickém systému, tj. Zebri Rehawalk®, uplatňován.

Nejprve je nutno s probandem komunikovat a společně najít jeho optimální příjemnou rychlost chůze. Toto je nutné z důvodu možného zkreslení elektromyografického signálu. Kdyby byl proband, jenž by měl nastavenou rychlost chůze na příliš nízkou anebo naopak příliš vysokou, nucen se přizpůsobovat, tak by jeho elektromyografická aktivita nebyla přirozená, a tudíž by výpovědní hodnota měření byla velmi snížena. Toto není žádoucí, protože později instalované individuální ortotické vložky mají mít za důsledek zlepšení vlastností chůze a zvýšení komfortu probanda.

Po nalezení optimální rychlosti je nutné nechat probanda nejméně 30 sekund adaptovat na rychlost pásu, jež je přímo úměrná rychlosti chůze probanda.

Měření je v základu předdefinované na 1 minutu, což je optimální trvání měření. Důvodem je skutečnost, že v průběhu tohoto intervalu proband ujde přibližně okolo 85 kroků, což je dostatečná hodnota pro toto měření.

Následně bylo zahájeno a provedeno první měření. Toto měření bylo bez individuální ortotické vložky a mělo za úkol zjistit chůzi pacienta při jeho každodenní chůzi v jím zvolené obuvi. Toto měření sloužilo jako akvizice referenčních hodnot pro druhé měření. Druhé měření bylo měřeno už s nainstalovanou individuální ortotickou vložkou.

Dalším krokem byla instalace vložky a opakování měření. Scénář měření s vložkou byl tentýž jako u prvního měření. Tedy opět byl opakován postup adaptace probanda na rychlost pásu, čímž rozumíme rychlost chůze příjemná pro probanda. Následně byla znovu snímána elektromyografická aktivita při měřeném lokomotivním cyklu, tj. chůzi, po dobu jedné minuty.

Pokud jedno z měření, po vizuální kontrole, vykazovalo známky špatného měření na jednom nebo více svalech, muselo být opakováno. Důvod mohl být špatný kontakt elektrody s pokožkou, čímž je myšleno zjevné odlepování elektrody. Dále pak nedostatečné zapojování se svalu do měřeného lokomotivního cyklu, možná vysoká impedance či nesprávné umístění, čímž je myšleno nalepení elektrody mimo oblast senzomotorického bodu, což mělo za následek například velmi zredukovanou amplitudu měření.

Všechny tyto příčiny je velmi obtížné přesně určit, a proto bylo nutné provést korekci příčin ze subjektivního názoru. Takový názor pramenil z observace při přípravě probanda, respektive pokožky, a také jeho chůze před samotným měřením. Takto se dalo přibližně určit, zdali bude proband vykazovat problémy s elektromyografickým snímáním v průběhu měření.

## 13 Export dat

Po předchozím kroku, tj. samotném naměření dat, bylo nutné tyto data extrahovat pro následnou analýzu. Z důvodu ukládání dat z měření do databáze na interním serveru RÚ Hrabyně byl proveden export dat do CSV souboru a také export výstupní zprávy do PDF.

### 13.1 Export do CSV

Export do CSV souboru provedl vytvoření složky s interním softwarovým názvem a následným zápisem více než tří seti souboru typu CSV. Tyto soubory obsahují například preanalyzovaná data naměřeného elektromyografického signálu, data z tenzometrické platformy a jejich analyzovanou formu, výpočty parametrů chůze apod.

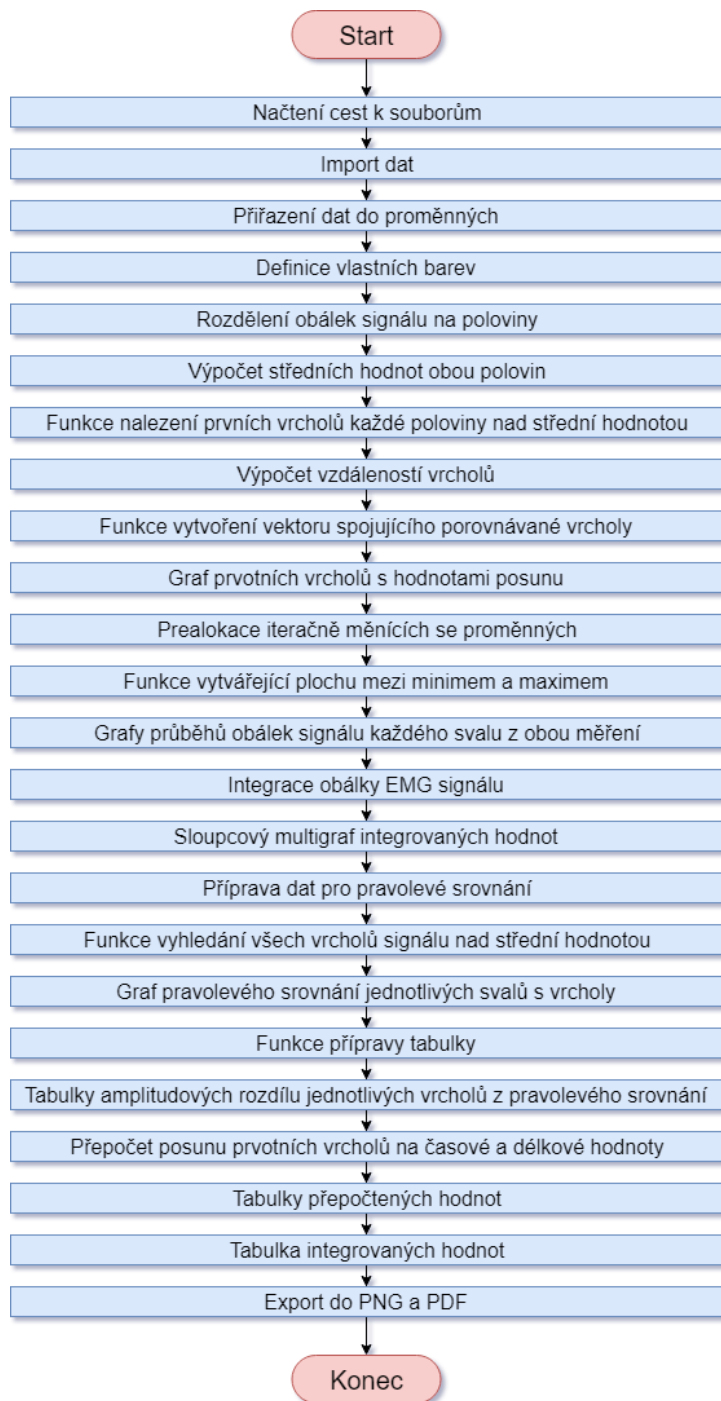
### 13.2 Export do PDF

Export do PDF provedl vytvoření výstupní zprávy. Zpráva je zpracována velmi graficky, poněvadž, jak už bylo zmíněno, je primárně využívána zdravotnickým personálem. Tato možnost byla použita jako vizuální kontrola pro pozdější analýzy prováděné v programu MATLAB. Kontrolou je myšleno například úspěšné načtení dat a přiřazení do proměnných.



## 14 Schéma analýzy

Na obrázku níže (Obrázek 11) je zobrazeno schéma analýzy, kterou provádí vytvořený MATLAB skript. Toto schéma znázorňuje chronologický postup akcí, jenž skript vykonává v průběhu svého běhu.



Obrázek 11: Schéma analýzy, kteroužto provádí vytvořený skript

## 15 Použité funkce - výpisy kódu

V této sekci jsou vypsané použité funkce, tj. výpisy kódu ze skriptu.

```
1 %% Nacteni cesty k souboru
2 % (uzivatelsky vyber slozky s merenim)
3 path_M1 = uigetdir('C:\', 'Vyberte slozku mereni BEZ vlozky');
```

Výpis 1: Načtení souborové cesty

```
1 %% Nacteni souboru
2 % (EMG data)
3 M1_EMGC1AverL = importdata(path_M1 + "\EMG_clip-1_average-L.csv");
```

Výpis 2: Načtení samotného souboru

```
1 %% Prirazeni dat ze struktury
2 M1_EMG_c1_aver_L = M1_EMGC1AverL.data;
```

Výpis 3: Přiřazení dat ze struktury

```
1 %% Nacteni dat pro prepocet
2 % Samotne nacteni
3 M1_param = importdata(path_M1 + "\parameters.csv", ';', 1);
4 % Vyber dat
5 M1_param_1 = M1_param.textdata(2,(2:63));
6 M1_param_2 = M1_param.data(1,(1:end));
7 % Anulovani defektivni hodnoty
8 M1_param_1(1,62) = {'0'};
9 % Zmena datoveho typu
10 % (polovina dat byla nactena jako
11 % "string" kvuli defektivni hodnote)
12 M1_param_1 = cellfun(@str2num, M1_param_1(1,1:end));
13 % Spojeni obou casti
14 M1_parameters = horzcat(M1_param_1, M1_param_2);
```

Výpis 4: Načtení dat pro přepočet posunů

```
1 %% Definice vlastni barvy
2 myred = [0.9294 0.1059 0.0353];
```

Výpis 5: Definice vlastní barvy

```
1 %% Deleni dat na poloviny
2 M1_EMG_c1_aver_L_data_11 = M1_EMG_c1_aver_L((1:50),2);
3 M1_EMG_c1_aver_L_data_22 = M1_EMG_c1_aver_L((50:100),2);
```

Výpis 6: Dělení dat na poloviny

```
1 %% Vypocet stredni hodnoty
2 M1_EMG_c1_aver_L_MinPeakHeight_11 = mean(M1_EMG_c1_aver_L_data_11);
```

Výpis 7: Výpočet střední hodnoty

```

1 %% Vyhledani prvni maximalni nedescendetni hodnoty – vrchol
2 M1_EMG_c1_aver_L_data_11_length = length(M1_EMG_c1_aver_L_data_11);
3 for i_M1_c1_L_11 = 1:M1_EMG_c1_aver_L_data_11_length-1
4     if((M1_EMG_c1_aver_L_data_11(i_M1_c1_L_11)-...
5         M1_EMG_c1_aver_L_data_11(i_M1_c1_L_11+1)) < 0)
6         continue
7     else
8         M1_EMG_c1_aver_L_data_11_maxm = ...
9         M1_EMG_c1_aver_L_data_11(i_M1_c1_L_11);
10        M1_EMG_c1_aver_L_data_11_J = i_M1_c1_L_11;
11        if M1_EMG_c1_aver_L_data_11_maxm > ...
12            M1_EMG_c1_aver_L_MinPeakHeight_11
13            break
14        end
15    end
16 end

```

Výpis 8: Vyhledání první maximální nedescendetní hodnoty, tj. vrcholu

```

1 %% Vypocet vzdalenostniho posunu mezi vrcholy
2 PD1_c1_L = abs(M2_EMG_c1_aver_L_data_locs_11 - ...
3     M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11);

```

Výpis 9: Výpočet vzdálenostního posunu mezi vrcholy

```

1 %% Vytvoreni vektoru spojujiciho vrcholy
2 if M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11 > M2_EMG_c1_aver_L_data_locs_11
3     P1_EMG_c1_aver_L_horline = (M2_EMG_c1_aver_L_data_locs_11 : ...
4         M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11);
5 else
6     P1_EMG_c1_aver_L_horline = (M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11 : ...
7         M2_EMG_c1_aver_L_data_locs_11);
8 end

```

Výpis 10: Vytvoření vektoru spojujícího vrcholy

```

1 %% Příkazy pro vytvoreni spojnice mezi vrcholy v grafu s popiskem
2 line(P1_EMG_c1_aver_L_horline, ...
3     ones(length(P1_EMG_c1_aver_L_horline))*(2325), 'Color', 'k');
4 text((M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11+(M2_EMG_c1_aver_L_data_locs_11 - ...
5     M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11)/2)-5, 2400, '\DeltaPD1(C1/ L)')
6 line([M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11 M1_EMG_c1_aver_L_data_locs_11], ...
7     [M1_EMG_c1_aver_L_data_peak_11 2350], 'Color', 'k');
8 line([M2_EMG_c1_aver_L_data_locs_11 M2_EMG_c1_aver_L_data_locs_11], ...
9     [M2_EMG_c1_aver_L_data_peak_11 2350], 'Color', 'k');

```

Výpis 11: Příkazy pro vytvoření spojnice mezi vrcholy v grafu s popiskem

```

1 %% Vytvoreni slozene promenne pro anotaci
2 str_PD1_c1_L = strcat('\DeltaPD1(C1/ L) = ', num2str(PD1_c1_L));

```

Výpis 12: Vytvoření složené proměnné pro anotaci

```

1 %% Vytvoreni anotace — vypis hodnoty posunu
2 annotation('figure1','textbox',...
3     [0.759479240697092 0.740452971737132 ...
4     0.132984289542543 0.063529410572613],...
5     'String',{str_PD1_c1_L},...
6     'BackgroundColor',[1 1 1]);

```

Výpis 13: Vytvoření anotace - výpis hodnoty posunu

```

1 %% Prealokace iteracne menicich se promennych
2 interp_M1_c1_L_common_vals = zeros(3,1000);

```

Výpis 14: Prealokace iteračně měnících se proměnných

```

1 %% Vytvoreni hodnot pro zobrazeni plochy mezi krivkami
2 interp_X_matrix_generic = ...
3     [i_EMG_Xaxis_generic; i_EMG_Xaxis_generic; i_EMG_Xaxis_generic];
4 interp_M1_c1_L_X = ...
5     [min(interp_X_matrix_generic(:)) max(interp_X_matrix_generic(:))];
6 interp_M1_c1_L_X_SortedVector = ...
7     linspace(interp_M1_c1_L_X(1), interp_M1_c1_L_X(2), 1000);
8 interp_M1_c1_L_Y_matrix = ...
9     [i_M1_EMG_c1_min_L; i_M1_EMG_c1_max_L; i_M1_EMG_c1_aver_L];
10
11 for interp_M1_c1_L_vals = 1:size(interp_X_matrix_generic,1)
12     interp_M1_c1_L_common_vals(interp_M1_c1_L_vals,:) = ...
13         interp1(interp_X_matrix_generic(interp_M1_c1_L_vals,:), ...
14             interp_M1_c1_L_Y_matrix(interp_M1_c1_L_vals,:), ...
15             interp_M1_c1_L_X_SortedVector, 'linear','extrap');
16 end
17
18 interp_M1_c1_L_min_Y = min(interp_M1_c1_L_common_vals);
19 interp_M1_c1_L_max_Y = max(interp_M1_c1_L_common_vals);

```

Výpis 15: Vytvoření hodnot pro zobrazení plochy mezi křivkami

```

1 %% Zobrazeni plochy mezi krivkami
2 patch([interp_M1_c1_L_X_SortedVector(:)' ...
3     fliplr(interp_M1_c1_L_X_SortedVector(:)')], ...
4     [interp_M1_c1_L_min_Y fliplr(interp_M1_c1_L_max_Y)], ...
5     [0.9294 0.3804 0.3804], 'FaceAlpha', 0.13);

```

Výpis 16: Zobrazení plochy mezi křivkami

```

1 %% Integrace plochy pod krivkou obalky signalu
2 integ_M1_EMG_c1_aver_L = trapz(M1_EMG_c1_aver_L(:,2));

```

Výpis 17: Integrace plochy pod křivkou obálky signálu

```

1 %% Vytvoreni kategoricke promenne pro sloupcovy multigraf
2 intXLabel_L = categorical({'Tib. Ant L' ...
3                           'Peroneus L' ...
4                           'Med. Gastro L'});

```

Výpis 18: Vytvoření kategorické proměnné pro sloupcový multigraf

```

1 %% Vytvoreni sloupceveho multigrafu a prirazeni barev
2 integ_bar_plot_L = ...
3     bar(intXLabel_L ,integ_bar_vals_L, .5, 'FaceColor', 'flat');
4 integ_bar_plot_L(1).CData = myColorMap_Left_1;
5 integ_bar_plot_L(2).CData = myColorMap_Left_2;

```

Výpis 19: Vytvoření sloupcového multigrafu a přiřazení barev

```

1 %% Castecna inverze dat
2 M1_EMG_c1_aver_R_transp = (M1_EMG_c1_aver_R(:,2)).';
3 M1_EMG_c1_aver_R_invert = horzcat(M1_EMG_c1_aver_R(:,1), ...
4                                   (horzcat(M1_EMG_c1_aver_R_transp(1,(51:100)), ...
5                                             M1_EMG_c1_aver_R_transp(1,(1:50))))).';

```

Výpis 20: Částečná inverze dat

```

1 %% Funkce vyhledavajici vrcholy nad urcenou minimalni hodnotou
2 % (vystupem jsou souradnice)
3 [M1_EMG_c1_aver_L_pks_1, M1_EMG_c1_aver_L_locs_1] = ...
4     findpeaks(M1_EMG_c1_aver_L((1:50),2), M1_EMG_c1_aver_L((1:50),1), ...
5               'MinPeakHeight', M1_EMG_c1_aver_L_MinPeakHeight_11);

```

Výpis 21: Funkce vyhledávající vrcholy nad určenou minimální hodnotou

```

1 %% Vykresleni a enumerace vrchołu v grafu
2 findpeaks(M1_EMG_c1_aver_L((1:50),2), M1_EMG_c1_aver_L((1:50),1), ...
3           'MinPeakHeight', M1_EMG_c1_aver_L_MinPeakHeight_11);
4 text(M1_EMG_c1_aver_L_locs_1+.02,M1_EMG_c1_aver_L_pks_1, ...
5       num2str((1:numel(M1_EMG_c1_aver_L_pks_1))'))

```

Výpis 22: Vykreslení a enumerace vrcholů v grafu

```

1 %% Funkce pro přípravu dat do tabulky
2 % (oriznuti tabulky podle nejdelsiho sloupce)
3 % "Nulovani" nesrovnatelných vrcholů
4 % Vytvoreni rozdílu hodnot srovnatelných vrcholů
5 if length(M1_EMG_c1_aver_LR_1) == length(M1_EMG_c1_aver_LR_2)
6     Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1 = ...
7         abs(M1_EMG_c1_aver_LR_1 - M1_EMG_c1_aver_LR_2);
8 else
9     Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1 = 'N';
10 end
11 % Zjistovani delky sloupce
12 length_Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1 = length(Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1);
13 length_Delta_M1_EMG_c2_aver_LR_1 = length(Delta_M1_EMG_c2_aver_LR_1);
14 length_Delta_M1_EMG_c3_aver_LR_1 = length(Delta_M1_EMG_c3_aver_LR_1);
15 % Vyber nejdelsiho sloupce
16 MAX_length_Delta_M1_LR_1 = ...
17     max(horzcat(length_Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1, ...
18         length_Delta_M1_EMG_c2_aver_LR_1, ...
19         length_Delta_M1_EMG_c3_aver_LR_1));
20 % Nulovani dat podle delky nejdelsiho sloupce (poloviny dat)
21 if Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1 == 'N'
22     Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1 = zeros(MAX_length_Delta_M1_LR_1,1);
23 end
24 % Donulovani na normalizovanou delku podle nejdelsiho sloupce
25 if length_Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1 == MAX_length_Delta_M1_LR_1
26 else
27     Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1 = ...
28         (horzcat(Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1.', ...
29             zeros((MAX_length_Delta_M1_LR_1 - ...
30                 length_Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1),1).')).';
31 end
32 % Sloucení polovin do sloupce pro vložení do tabulky
33 Delta_M1_EMG_c1_aver_LR = ...
34     horzcat(Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_1.', ...
35         Delta_M1_EMG_c1_aver_LR_2.').';

```

Výpis 23: Funkce pro přípravu dat do tabulky

```

1 %% Zobrazení tabulky
2 % Příprava parametru tabulky
3 % Enumerace radku tabulky
4 Table_M1_length = ...
5     cellstr(num2str((1:(length(Delta_M1_EMG_c1_aver_LR))).'));
6 % Pojmenování sloupce
7 Table_M1_Column_name = {'Tib. Ant', 'Peroneus', 'Med. Gastro'};
8 % Vytvoření základu tabulky
9 Table_M1 = table(Delta_M1_EMG_c1_aver_LR, ...
10                 Delta_M1_EMG_c2_aver_LR, ...
11                 Delta_M1_EMG_c3_aver_LR, ...
12                 'RowNames', Table_M1_length);
13 % Vytvoření okna tabulky
14 figure12 = figure('Name', 'WITHOUT insoles - P2P - vals - LR compare');
15 % Funkce zobrazení tabulky v okně
16 uitable('Data', Table_M1{:, :}, ...
17         'ColumnName', Table_M1_Column_name, ...
18         'RowName', Table_M1_length, ...
19         'Units', 'Normalized', ...
20         'Position', [0, 0, 1, 1]);

```

Výpis 24: Zobrazení tabulky

```

1 %% Extrakce parametru pro přepočítání posunu na čas a vzdálenost
2 % (hodnoty jsou pro krok, přepočítání je nutné provést z dvoukroku => *2)
3 M1_step_length_L = (M1_parameters(1,9))*2;
4 M1_step_time_L = (M1_parameters(1,39))*2;

```

Výpis 25: Extrakce parametrů pro přepočítání posunu na čas a vzdálenost

```

1 %% Výpočet střední hodnoty pro dvoukrok
2 % (vrcholy jsou srovnávány mezi 1. a 2. měřením)
3 Mean_step_length_L = mean(horzcat(M1_step_length_L, M2_step_length_L));
4 Mean_step_time_L = mean(horzcat(M1_step_time_L, M2_step_time_L));

```

Výpis 26: Výpočet střední hodnoty pro dvoukrok

```

1 %% Přepočítání hodnot posunu na čas a vzdálenost
2 PD1_c1_L_step_length = ((Mean_step_length_L/100)*PD1_c1_L);
3 PD1_c1_L_step_time = ((Mean_step_time_L/100)*PD1_c1_L);

```

Výpis 27: Přepočítání hodnot posunu na čas a vzdálenost

```

1 %% Výstup do PNG
2 print(figure1, '-dpng', path_OUTPUT+"\Fig1")

```

Výpis 28: Výstup do PNG

```

1 %% Výstup do PDF
2 % První PDF
3 export_fig(figure1, '-pdf', path_OUTPUT + "\EMG_analysis")
4 % Následně připojování k prvnímu PDF
5 export_fig(figure2, '-append', '-pdf', path_OUTPUT + "\EMG_analysis")

```

Výpis 29: Výstup do PDF

## 16 Analýza naměřených dat

Analýza naměřených dat proběhla v programu MATLAB. Cílem této analýzy bylo zjistit změny v preanalyzovaném elektromyografickém signálu. Změnami je myšlena změna amplitudy, posun svalové aktivity v čase či možné opakované zapojování svalu v průběhu kroku.

Pro provedení analýzy bylo nutno vytvořit analyzační sekvenci, tj. skript, v prostředí programu MATLAB, který měl za úkol zjistit změny v signálu na základě naprogramované sekvence a poté je graficky zobrazit, tj. vynést do grafů, či do tabulek.

Pro analýzu naměřených dat prostřednictvím programu MATLAB byly podstatné CSV soubory. Nejprve se načetly vybrané CSV soubory. Všechny barvy na obrázcích jsou definovány ve skriptu pomocí příkazu „`uisetcolor`“.

### 16.1 Rychlost výstupu a požadavky ke spuštění

Analyzační sekvence, tj. skript, jež byl vytvořen v programu MATLAB, vyžaduje instalaci softwaru „Ghostscript“ a MATLAB komunitního rozšíření „`export_fig`“. Tyto požadavky se pojí k funkci vytvoření výstupní zprávy ve formátu PDF. „Ghostscript“ je interpret formátů PostScript a PDF. Rozšíření „`export_fig`“ je komunitním výtvořem, který umožňuje tvoření a spojování souborů typu PDF v prostředí MATLAB.

Výstup typu PNG je poměrně rychlý, naopak výstup typu PDF trvá déle vytvořit z důvodu spojování jednotlivých PDF souborů v jeden celek.

Tato analýza byla vytvořena ve verzi R2018a softwaru MATLAB. Nižší verze než je tato udaná nemají zaručenu funkčnost.

### 16.2 Prvotní vykreslení

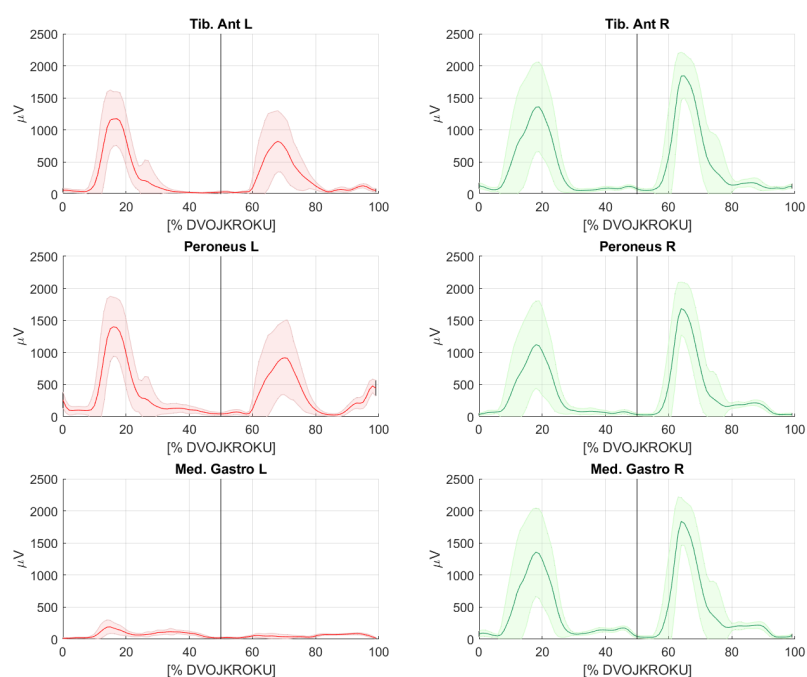
Nejprve se zpracovávaly soubory dle jednotlivých svalů pro levou a pravou nohu zvlášť v rámci měření s vložkou a bez vložky.

Pracovalo se se střední hodnotou signálu. K tomu byly načteny soubory s maximální a minimální hodnotou obálky EMG pro prvotní vyobrazení průběhu obálky signálu na jednotlivých svaích a jednotlivých měřeních, což je pro měření bez vložky a s vložkou.

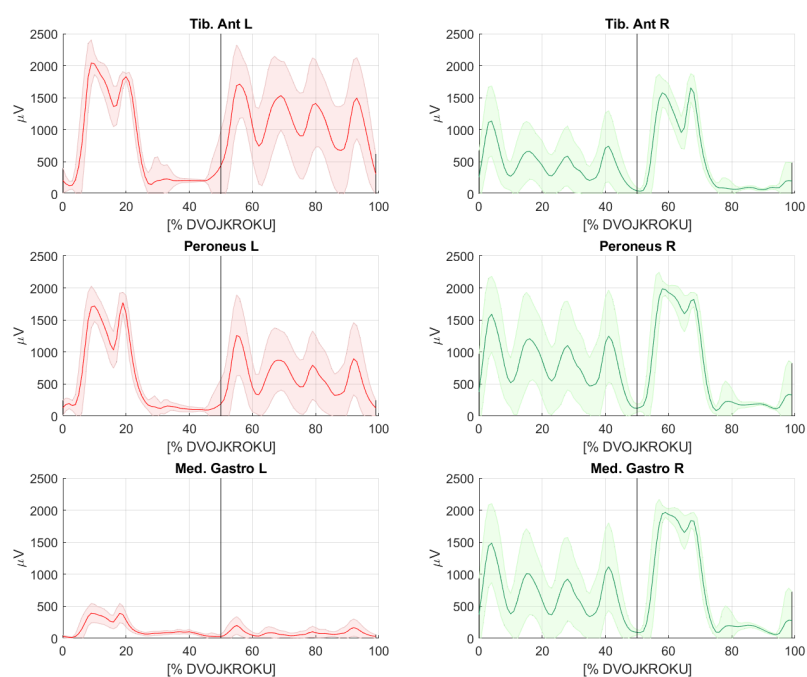
Při načtení byly data v datovém typu struktura, proto bylo nutné tyto data přeradit přes „`data`“, což je vstup do určitého objektu struktury. Takto byla načtena konečná data pro analýzu.

Mezi minimem a maximem byla vybarvena plocha. Tato plocha ukazuje složené hodnoty mezi maximální a minimální deviací od průměru všech kroků. Tato plocha byla vytvořena funkcí interpolace, jelikož vykreslení plochy od křivky do křivky není MATLABem v základu podporováno. Z výše uvedeného je výstupem multigraf prvního měření (bez vložky) a druhého (s vložkou) (Obrázek 12, 13).





Obrázek 12: Prvotní vykreslení prvního měření (bez vložky)



Obrázek 13: Prvotní vykreslení druhého měření (s vložkou)

### 16.3 Nalezení vrcholů neboli aktivace

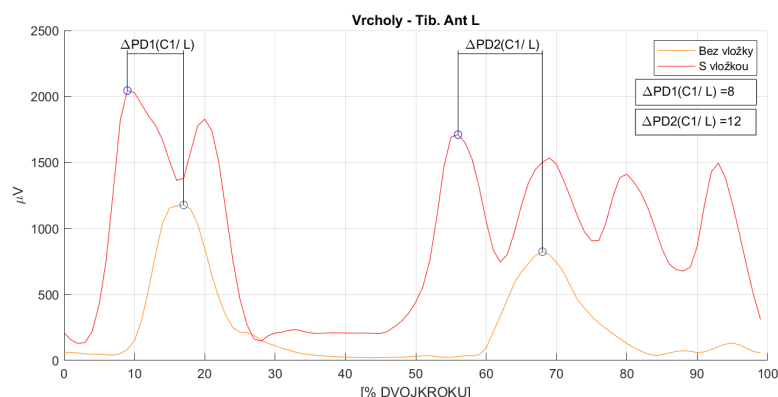
Dalším krokem bylo nalezení prvotní aktivace svalů v průběhu kroku. Měřeno s vložkou a bez vložky. Toto jsou prvotní vrcholy signálu v první a druhé polovině signálového průběhu obálky.

Funkční hodnoty byly rozděleny na dvě části. Z těchto hodnot z obou částí byla vytvořena střední hodnota. Tímto bylo možné omezit minimální hodnoty integrované funkce hledání vrcholu signálu v rámci jednoho kroku probanda.

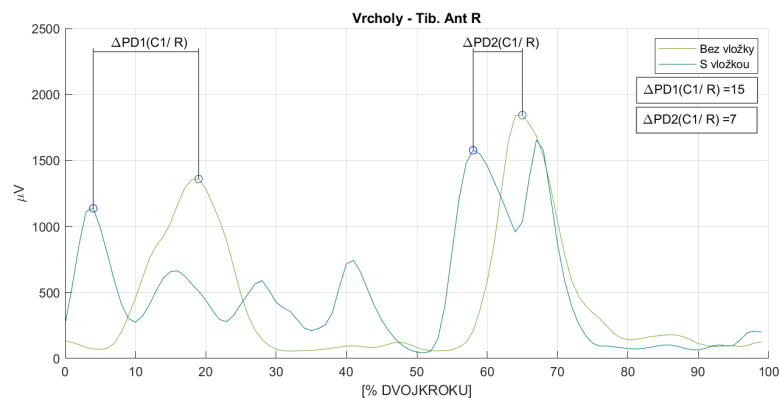
Dále bylo nutné najít pouze první vrchol. K tomuto zjištění bylo nutno omezit soubor hodnot podle funkce, která hledá první nejvyšší hodnotu nad předem vypočteným minimem, což je střední hodnota souboru. Hodnota musela být první nejvyšší nedescendentní. Výstupem funkce, která hledala první nejvyšší nedescendentní hodnotu byly souřadnice vrcholu.

Poté, co byly nalezeny vrcholy, byly vypočteny vzdálenosti mezi vrcholy prvního a druhého měření, tedy mezi měřením s vložkou a bez vložky, v týchž polovinách rozděleného intervalu vstupních dat (viz obrázky 14–19).

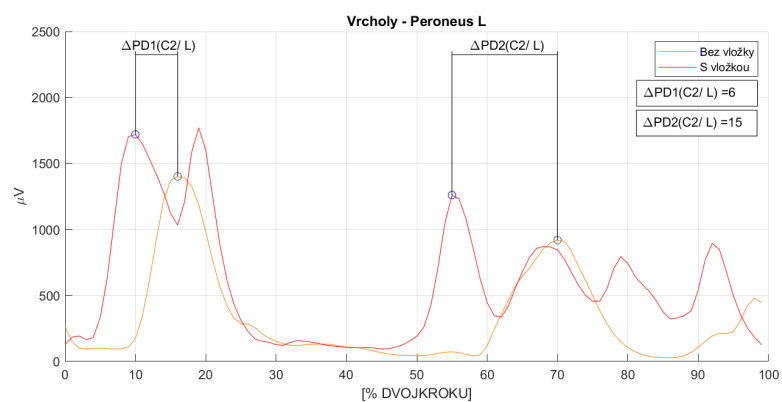
Následně byly vytvořeny odkrokové hodnoty na ose x, které sloužily jako podklad vektoru, který spojoval v později určené výšce dříve vypočtené vrcholy.



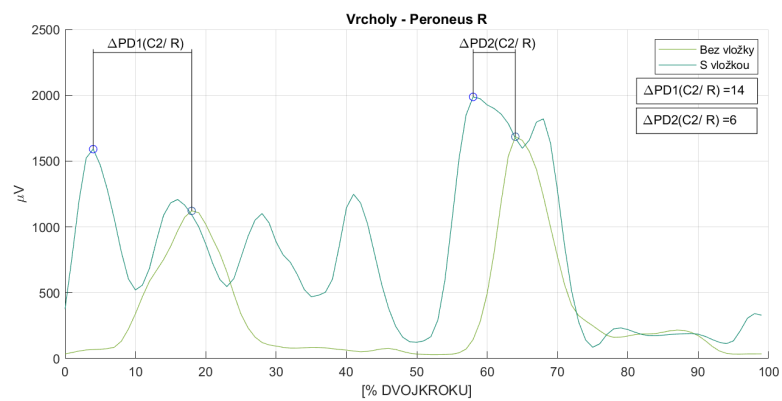
Obrázek 14: Vrcholy na levém m. Tibialis Anterior



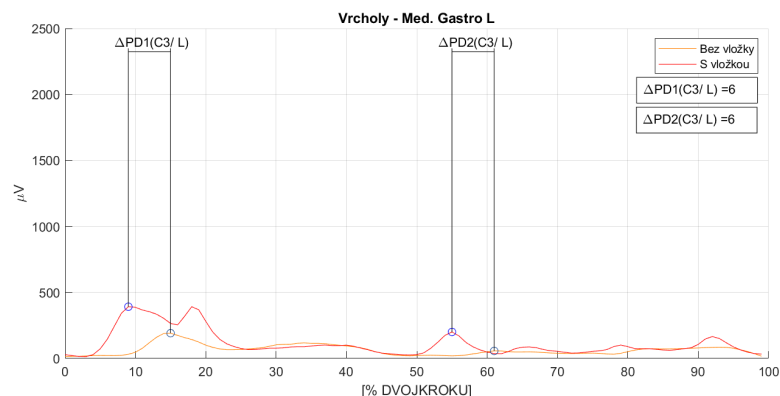
Obrázek 15: Vrcholy na pravém m. Tibialis Anterior



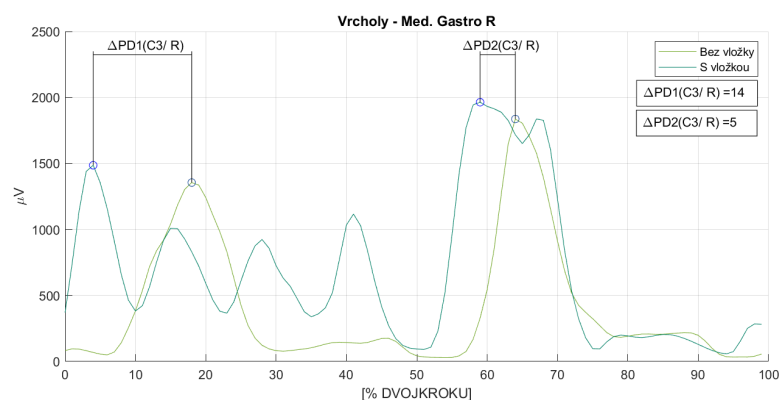
Obrázek 16: Vrcholy na levém m. Fibularis Longus (Peroneus)



Obrázek 17: Vrcholy na pravém m. Fibularis Longus (Peroneus)



Obrázek 18: Vrcholy na levém m. Gastrocnemius Medialis



Obrázek 19: Vrcholy na pravém m. Gastrocnemius Medialis

Obrázky tabulek níže (Obrázek 20, 21) jsou přímým výstupem ze skriptu a udávají vzdálenost dvou vrcholů přepočtenou z normalizované hodnoty (udáváno v procentech) na průměrný časový posun aktivace svalu v rámci dvojroku a na průměrnou délku posunu taktéž v rámci dvojroku. Tabulky byly vytvořeny za pomoci funkce „iutable“.

	Tib. Ant L	Tib. Ant R	Peroneus L	Peroneus R	Med. Gastro L	Med. Gastro R
dP1 [s]	0.1150	0.2301	0.0863	0.2148	0.0863	0.2148
dP2 [s]	0.1726	0.1074	0.2157	0.0920	0.0863	0.0767

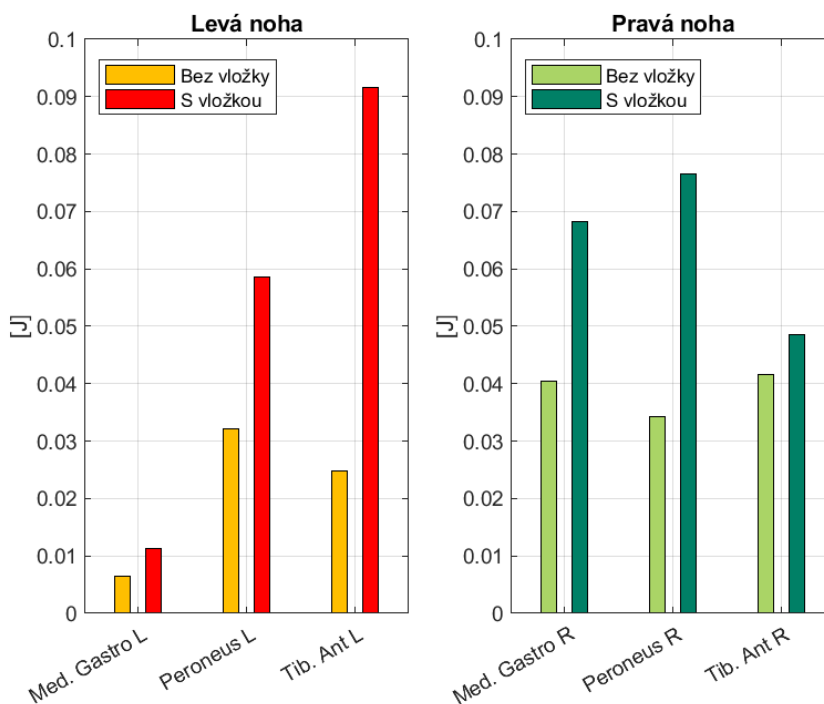
Obrázek 20: Přímý výstup ze skriptu - přepočet hodnot z procent na čas

	Tib. Ant L	Tib. Ant R	Peroneus L	Peroneus R	Med. Gastro L	Med. Gastro R
dP1 [cm]	7.4978	14.4242	5.6234	13.4625	5.6234	13.4625
dP2 [cm]	11.2468	6.7313	14.0585	5.7697	5.6234	4.8081

Obrázek 21: Přímý výstup ze skriptu - přepočet hodnot z procent na délku

## 16.4 Výpočet práce

Následně byla integrovaná plocha pod křivkou obálky a vykreslena do sloupcového grafu. Tento graf (Obrázek 22) ukazuje průměrnou práci svalů v průběhu chůze s vložkou a bez vložky. Tabulka (Obrázek 23) poté ukazuje hodnoty jednotlivých sloupců z grafu.



Obrázek 22: Graf integrovaných hodnot - průměrná práce svalů během měření

	Tib. Ant L	Tib. Ant R	Peroneus L	Peroneus R	Med. Gastro L	Med. Gastro R
(Bez vložky) Práce svalů [J]	0.0248	0.0417	0.0321	0.0343	0.0065	0.0404
(S vložkou) Práce svalů [J]	0.0917	0.0485	0.0586	0.0765	0.0113	0.0683

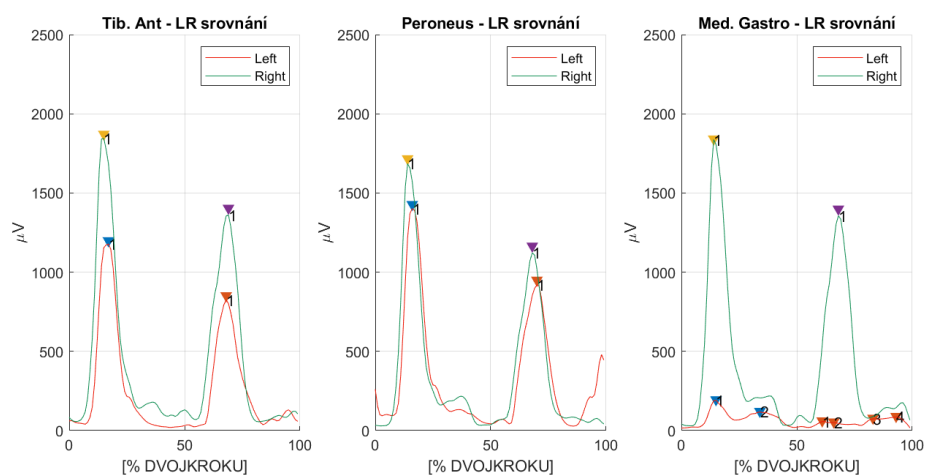
Obrázek 23: Přímý výstup ze skriptu - tabulka integrovaných hodnot, které jsou průměrnou prací svalů během měření

## 16.5 Pravolevé srovnání

Dále bylo vytvořeno pravolevé částečně invertované překrytí signálu pro jednotlivé svaly a měření, tj. s vložkou a bez vložky (Obrázek 24, 26).

Bylo změněno pořadí výše uvedených polovin dat. Poté byly vykresleny a funkčně označeny všechny vrcholy signálů nad určenými středními hodnotami.

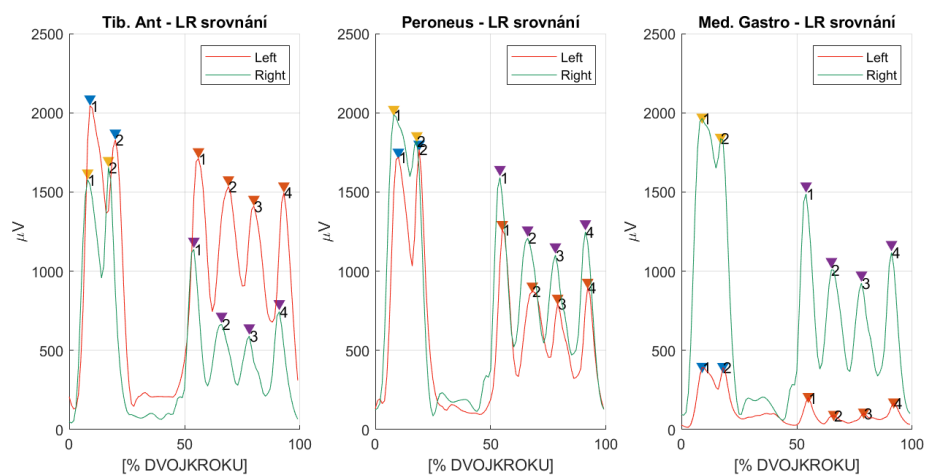
Tabulky na obrázcích 25 a 27 obsahují hodnoty rozdílů amplitud jednotlivých vrcholů.



Obrázek 24: Graf pravolevého srovnání z měření bez vložky

	Tib. Ant	Peroneus	Med. Gastro
1	665.7080	283.7900	0
2	536.3630	202.7070	0

Obrázek 25: Přímý výstup ze skriptu - tabulka hodnot pravolevého srovnání z měření bez vložky



Obrázek 26: Graf pravolevého srovnání z měření s vložkou

	Tib. Ant	Peroneus	Med. Gastro
1	467.2850	267.2490	1.5718e+03
2	173.3250	50.1660	1.4452e+03
3	573.5860	330.1970	1.2857e+03
4	870.2290	337.0760	921.9670
5	820.4260	306.6660	822.1430
6	751.2550	352.5200	951.1010

Obrázek 27: Přímý výstup ze skriptu - tabulka hodnot pravolevého srovnání z měření s vložkou

## 17 Závěr

Cílem této práce byla připojení elektromyografického modulu DAB-bluetooth od společnosti Zebris GmbH ke stávajícímu systému Rehawalk® stejnojmenné firmy. Následně bylo úkolem navržení experimentu na zjištění změny svalové práce a aktivity probandů. Změna svalové práce a aktivit byla zjišťována před a po instalaci individuální ortotické vložky.

Nejprve bylo potřeba zajistit probandy dle kritérií, a to zdravotní způsobilosti, vlastnictví ortoptických vložek, ochoty spolupracovat a časová dostupnost probanda. Dále bylo nutno zjistit podmínky pro přípravu probandů pro elektromyografické měření. Důvod přípravy byl zajištění kvalitního signálu pro následující zpracování.

Příprava obsahovala holení, čištění kůže ethanolem, nalepení elektrod a ustálení impedance. Pokud by tato fáze neproběhla korektně, pak by došlo ke špatnému měření, popřípadě zkreslení záznamu.

Výstupy těchto měření byly zpracovány v programu MATLAB. Skript pro zpracování získaných dat bylo nutno vytvořit. Výstupy skriptu jsou následovné:

- Prvotní zobrazení obálek elektromyografického signálu obou měření. Zde se pracovalo se střední hodnotou signálu a maximální a minimální hodnotou obálky na jednotlivých sva-lech v rámci měření bez a s ortoptickou vložkou. Pracovalo se s oběma polovinami obálky signálu
- Dále pak nalezení vrcholů neboli aktivace svalů. Zde se zjišťoval první vrchol vzhledem k vypočtenému minimu jakožto střední hodnoty souboru.
- Dalším výstupem byl výpočet svalové práce, a to jako průměrná práce svalů v průběhu chůze opět s vložkou a bez vložky. Hodnoty průměrné svalové práce byly vypočteny inte-grací obálek a byly vykresleny do sloupcového multigrafu.
- Posledním výstupem bylo pravolevé srovnání svalů pro jednotlivé svaly, které byly sledo-vány v jednotlivých měřeních. Pravolevé srovnání zobrazovalo překrytí pravé a levé obálky signálu z jednoho svalu a měření, spolu se všemi vrcholy, kteréžto byly enumerovány.

Všechny tyto analýzy hodnot byly graficky zpracovány a exportovány jako obrázky s přípo-nou PNG. Následně byl také vytvořen PDF výstup.

Tato práce může být využita jako preanalýza k vývoji aplikace pro analýzu EMG signálu.

Možné budoucí rozšíření práce je například uživatelské rozhraní, kde by bylo umožněno sa-motnému uživateli definovat vrcholy obálky elektromyografického signálu např. u pravolevého

srovnání, a to z důvodu vysoké diverzity dat. Zde by bylo vhodné využít znalostí školeného zdravotního personálu, který by následně na základě svých zkušeností rozhodl, který vrchol je pro něj směrodatnější a relevantnější.

Součástí bakalářské práce je analyzační sekvence, tj. skript, a také všechna provedená měření, v příloze na CD.



## Literatura

- [1] ZEBRIS MEDICAL GMBH. *DAB-Bluetooth Measuring System and Accessories: Technical Data and Operating Instructions*. Isny im Allgäu, 2018, 33 s.
- [2] ZEBRIS MEDICAL GMBH. *Gait analysis and gait training for rehabilitation: Learning to walk again*. Isny im Allgäu, 2016, 12 s.
- [3] BIODIGITAL, INC. *The BioDigital Human Platform: Gait animation* [online]. 4.0. New York: BioDigital, c2018 [cit. 2019-01-13]. Dostupné z: <https://human.biodigital.com/index.html>
- [4] ZEBRIS MEDICAL GMBH. *Zebris FDM: Software Manual*. Isny im Allgäu, 2017, 126 s.
- [5] Vyšetření chůze. *WikiSkripta* [online]. c2019 [cit. 2019-04-23]. Dostupné z: [https://www.wikiskripta.eu/w/Vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD\\_ch%C5%AFze](https://www.wikiskripta.eu/w/Vy%C5%A1et%C5%99en%C3%AD_ch%C5%AFze)
- [6] KONRAD, Peter. *The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography* [online]. Verze 1.4. USA: Noraxon, 2006, 61 s. [cit. 2019-04-21]. ISBN 0-9771622-1-4. Dostupné z: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf>